

BEST AVAILABLE COPYPOWERED BY **Dialog**

Adjustment of dynamic range for a digital image in medical diagnosis giving more accurate setting of radiographic equipment for each patient

Patent Assignee: GENERAL ELECTRIC CO

Inventors: KUMP K S; XUE P

Patent Family

Patent Number	Kind	Date	Application Number	Kind	Date	Week	Type
FR 2798210	A1	20010309	FR 20009077	A	20000712	200145	B
JP 2001086410	A	20010330	JP 2000213618	A	20000714	200145	
US 6633657	B1	20031014	US 99354111	A	19990715	200368	

Priority Applications (Number Kind Date): US 99354111.A (19990715)

Patent Details

Patent	Kind	Language	Page	Main IPC	Filing Notes
FR 2798210	A1		37	G06T-005/20	
JP 2001086410	A		59	H04N-005/325	
US 6633657	B1			G06K-009/00	

Abstract:

FR 2798210 A1

NOVELTY The dynamic range is adjusted by generating a presentation card relating a dynamic range to an original image representative of the patient as the basis of a dynamic threshold. The presentation card is obtained by combining an optical density grey-level model and a normalized inverse grey-level function. The model uses characteristics of the radiographic film and the chosen optical densities.

USE Radiographic imaging for medical diagnosis

ADVANTAGE Improved dynamic adjustment of the dynamic range of radiographic images.

DESCRIPTION OF DRAWING(S) The drawing shows a block diagram of the procedure (Drawing contains non-English language text)

pp; 37 DwgNo 1/9

THIS PAGE BLANK (15PT)

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 798 210

②1 N° d'enregistrement national : 00 09077

⑤1 Int Cl⁷ : G 06 T 5/20, A 61 B 6/00

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 12.07.00.

③0 Priorité : 15.07.99 US 09354111.

④3 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 09.03.01 Bulletin 01/10.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : Ce dernier n'a pas été
établi à la date de publication de la demande.

⑥0 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : GENERAL ELECTRIC COMPANY —
US.

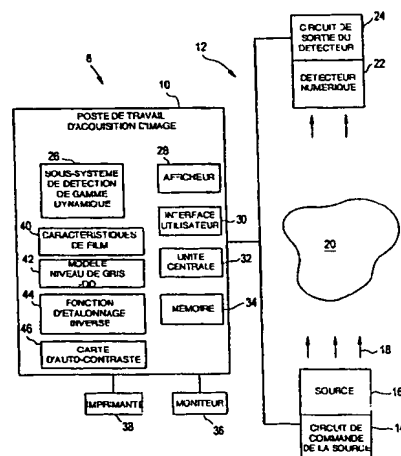
⑦2 Inventeur(s) : KUMP KENNETH SCOTT et XUE
PING.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : CASALONGA ET JOSSE.

⑤4 PROCÉDE ET DISPOSITIF D'AJUSTEMENT DE GAMME DYNAMIQUE D'UNE IMAGE DIAGNOSTIQUE
NUMERIQUE.

⑤7 Un procédé et un dispositif sont proposés, pour ajuster la gamme dynamique d'une image diagnostique médicale fournie par un système d'aide au diagnostic médical. Une carte de présentation est générée, définissant une relation entre une gamme dynamique d'une image médicale originale représentative d'un patient et une gamme dynamique à atteindre. Une image présentée est créée, ayant la plage dynamique à atteindre, en se basant sur la carte de présentation et l'image médicale originale. La carte de présentation peut être obtenue en combinant un modèle niveau de gris-densité optique (42) et une fonction de présentation en niveaux de gris normalisée inverse. Le modèle niveau de gris-densité optique définit une relation entre des niveaux de gris de l'image médicale originale et des densités optiques à atteindre pour une image médicale désirée en sortie associée à l'image médicale originale. Le modèle peut être basé sur des caractéristiques de film d'un type de film désiré, sur des densités optiques choisies ou sur une gamme dynamique mesurée.



FR 2 798 210 - A1



**PROCEDE ET DISPOSITIF D'AJUSTEMENT DE GAMME DYNAMIQUE
D'UNE IMAGE DIAGNOSTIQUE NUMERIQUE**

CONTEXTE DE L'INVENTION

La présente invention porte globalement sur l'imagerie diagnostique médicale, et en particulier sur un procédé et un dispositif d'ajustement de la gamme dynamique d'une image médicale numérique à présenter.

5 L'imagerie radiographique est depuis longtemps acceptée comme outil de diagnostic médical. On utilise couramment des systèmes d'imagerie radiographique pour capturer des images, qui peuvent être par exemple thoraciques, cervicales, spinales, crâniennes et abdominales, incluant souvent les informations que recherche un médecin pour établir un diagnostic précis. Quand on prend son image thoracique
10 aux rayons X, par exemple, un patient se tient debout en appuyant sa poitrine contre un détecteur sensible aux rayons X pendant qu'un technicien en radiologie place le détecteur sensible aux rayons X et une source de rayons X à la bonne hauteur. Le détecteur sensible aux rayons X mesure ensuite l'énergie des rayons X générés par la source et atténués à différents niveaux par différentes parties du corps. Un système
15 de commande associé analyse l'énergie mesurée des rayons X et prépare une image diagnostique correspondante sur un afficheur. En option, le détecteur sensible aux

rayons X peut être un capteur d'image numérique à solide. Si le détecteur sensible aux rayons X est une configuration écran/film classique, l'écran convertit les rayons X en lumière à laquelle le film est exposé.

Dans des systèmes conventionnels d'imagerie radiographique, l'opérateur choisit souvent la technique radiographique. Un opérateur ou un exposeur automatique choisit ou détermine une exposition désirée pour la configuration écran/film choisie de façon à obtenir une densité optique désirée du film exposé. La densité optique représente la teinte "la luminosité" ou "l'opacité" du film obtenu après exposition aux rayons X. On peut modifier la luminosité ou l'opacité du film en agissant sur les caractéristiques (par exemple la durée, l'orientation, etc.) d'exposition aux rayons X du détecteur ou du film avec écran. Il est préférable que la densité optique reste uniforme d'un cliché au suivant pour faciliter l'examen et l'établissement d'un diagnostic par des médecins analysant des images radiographiques. Un système à combinaison écran/film n'a pas une réponse linéaire à l'exposition aux rayons X, mais est au contraire non linéaire et défini par une courbe de sensitométrie aux rayons X de la combinaison écran/film particulière. La courbe de sensitométrie exprime la densité optique en fonction de l'exposition. La réponse non linéaire de la combinaison écran/film offre un bon contraste d'image à des niveaux d'exposition tombant au milieu de la gamme d'exposition. La réponse non linéaire comprime le contraste d'image hors de la plage centrale. La gamme dynamique d'un système à combinaison écran/film est "fixe". L'opérateur (ou un exposeur automatique) tente d'ajuster l'exposition des régions diagnostiques aux rayons X transmis pour qu'elle tombe dans la gamme dynamique centrale limitée de la combinaison écran/film. On obtient des expositions différentes d'un patient à un autre, d'un type de film à un autre, d'un système d'imagerie médicale à un autre, d'une orientation à une autre, etc.

Dans le passé, il était assez difficile de garder une densité optique uniforme d'un cliché au suivant (par exemple d'un patient à un autre, d'un film à un autre, d'un système à un autre, d'une orientation du patient à une autre) à cause de différences inhérentes. Par exemple, la taille et l'anatomie sont légèrement différentes pour chaque patient, ce qui entraîne que les organes internes du patient atténuent différemment les rayons X et peuvent être situés en différentes positions par rapport au détecteur ou film avec écran. Lorsqu'on tente par exemple d'obtenir une image radiographique du thorax, les poumons et la cage thoracique sont de tailles différentes pour chaque patient. Les variations résultantes d'atténuation des rayons X

créent de grandes variations entre clichés. Les changements de position et d'orientation du patient créent d'autres variations entre clichés. Ces variations entre clichés peuvent faire tomber la gamme d'exposition diagnostique pour un cliché particulier hors de la gamme d'exposition "désirée" du détecteur et comprimer la
5 gamme dynamique diagnostique. La densité optique résultante peut devenir variable par suite d'une pathologie particulière du patient, d'objets étrangers à l'intérieur du patient (par exemple des stimulateurs cardiaques et autres), de différences de
grosseur du patient, ainsi que de différences dans les paramètres d'acquisition des rayons X (par exemple l'énergie des rayons X, la dose, la durée d'exposition et
10 autres).

On utilise couramment un exposeur automatique avec des systèmes radiographiques pour tenter d'ajuster la gamme d'exposition et la densité optique résultante du film exposé. Des exposeurs automatiques utilisent typiquement une
15 chambre d'ionisation sensible aux rayons X placée proche du détecteur ou combinaison écran/film et proche du patient. Par exemple, l'opérateur place le patient de façon que ses poumons soient proches de la chambre d'ionisation choisie pour un examen thoracique. L'exposeur automatique met fin à l'exposition aux rayons X lorsqu'une dose prédéfinie a été mesurée.

Les exposeurs automatiques éprouvent toutefois des difficultés. En particulier, la position exacte d'un poumon d'un patient individuel est inconnue tandis
20 que la position de la chambre d'ionisation est fixe. Par conséquent, des patients différents continuent à créer de grandes variations de l'exposition résultante du détecteur. Par exemple, les chambres d'ionisation peuvent ne pas être placées effectivement à proximité des poumons de certains patients. Lorsqu'une chambre
25 d'ionisation est placée à proximité d'une structure anatomique autre que le poumon, l'exposeur automatique met fin à l'exposition en se basant sur des mesures imprécises. Un certain pourcentage des clichés thoraciques crée une image trop opaque ou trop lumineuse. Lorsque l'image est trop opaque ou trop lumineuse, il peut
être nécessaire de répéter l'examen aux rayons X pour réacquérir l'image médicale. Il
30 faut un certain temps pour réacquérir une image médicale. Le développement du film peut prendre une durée relativement longue, telle que de cinq à quinze minutes, pendant laquelle le patient peut quitter la zone d'acquisition d'image.

En outre, la présentation obtenue de l'image médicale est déterminée par le choix du type de détecteur ou configuration écran/film en combinaison avec la
35 technique radiographique désirée. Différents types de détecteurs et de configurations

écran/film sont caractérisés par différents niveaux de contraste d'image, différents rapports signal à bruit (RSB) et différentes gammes dynamiques. Dans le passé, on faisait varier le RSB en modifiant l'exposition. Cependant, pour garder une densité optique constante à mesure qu'on fait varier le niveau d'exposition, on doit changer le type de détecteur, de film ou d'écran pour correspondre à la gamme dynamique attendue. Il est assez incommode de changer des détecteurs, écrans ou films, et cela est donc rarement effectué.

Plus récemment, on a proposé des détecteurs numériques à usage dans un système d'imagerie radiographique. Des détecteurs numériques offrent une gamme dynamique sensiblement plus étendue que des configurations écran/film classiques, typiquement de deux à trois fois plus étendue. Jusqu'à présent, on devait encore compter sur l'exposeur automatique et/ou l'opérateur pour limiter l'exposition du détecteur numérique en tenant compte de la gamme dynamique plus étendue, mais finie, du détecteur. L'image numérique captée peut recevoir un traitement d'image pour obtenir la courbe de sensitométrie attendue semblable à celle d'un film. A savoir, la gamme dynamique est convertie à l'aide d'une table de consultation de contraste pour obtenir le contraste et les densités optiques désirés à l'impression ou la visualisation.

En outre, avec l'avènement de l'électronique et des techniques numériques, il devient souhaitable d'offrir aux médecins des "présentations visuelles" d'images médicales à examiner. Le terme "présentation visuelle" se rapporte à la présentation d'images médicales sur un écran de télévision, d'ordinateur et autres une fois que l'image médicale a subi le traitement d'image. La présentation visuelle des images médicales remplace dans de nombreux cas une présentation matérielle de l'image médicale, comme celle auparavant obtenue sur un film exposé aux rayons X. Les films aux rayons X en présentation matérielle sont maintenus contre un négatoscope pour être examinés par le médecin. Des images médicales électroniques peuvent être acheminées plus rapidement et procurent une plus grande souplesse de visualisation que des présentations matérielles pour un médecin traitant.

La présentation visuelle des images médicales présente toutefois certains inconvénients. Par exemple, le contraste ou la densité optique des images médicales présentées électroniquement peut être nettement différent du contraste ou de la densité optique de l'image médicale. Ces différences de contraste ou de densité optique peuvent gêner des médecins ayant l'habitude d'analyser des présentations matérielles. Il peut être également souhaitable que le contraste ou la densité optique

reste uniforme pour des présentations visuelles et des présentations matérielles quand des médecins utilisent alternativement les deux. De plus, des médecins peuvent souhaiter optimiser la gamme dynamique dans un sous-ensemble de régions correspondant à une structure anatomique particulière du patient. On a besoin d'un mécanisme pour prédéfinir un nombre limité de réglages de contraste/densité optique en vue d'un accès rapide.

En outre, des systèmes conventionnels utilisant des détecteurs numériques subissent une compression non-idéale de gamme dynamique de l'image médicale. Des détecteurs numériques mémorisent typiquement des valeurs sur 8 à 16 bits pour chaque emplacement de pixel. Un détecteur à 14 bits offre donc une gamme dynamique allant approximativement de 1 à 16000. Toutefois, on ne peut utiliser qu'un sous-ensemble de la gamme dynamique du détecteur pour la gamme diagnostique réelle, à savoir la gamme dynamique du dispositif de sortie, c'est-à-dire le moniteur ou l'imprimante numérique sur film qui utilise typiquement des valeurs de données sur 8, 10 ou 12 bits.

Des systèmes numériques conventionnels utilisent une relation fixe de la gamme dynamique pour convertir toutes les valeurs de pixels du détecteur en valeurs de pixels d'une image médicale. Par conséquent, lorsqu'on forme une image numérique à partir d'une image captée, l'image médicale de sortie contient des valeurs de pixels limitées à une gamme dynamique nettement plus étroite que celle du détecteur. Les valeurs de pixels d'une image médicale ayant subi un traitement d'image peuvent par exemple être limitées à 8 bits, ce qui offre une gamme dynamique de niveaux de gris allant de 1 à 256. Le système de traitement d'image comprime donc la gamme dynamique de l'image d'une valeur à 14 bits par pixel à une valeur à 8 bits par pixel. La compression de la gamme dynamique entraîne généralement une densité optique inégale. Les relations fixes de gamme dynamique des systèmes de l'art antérieur ne corrigent pas la compression de gamme dynamique.

Il subsiste un besoin d'un procédé et d'un dispositif de détection et d'ajustement de gamme dynamique améliorés, à usage dans un système d'imagerie médicale numérique, par exemple d'imagerie radiographique.

RESUME DE L'INVENTION

Selon les formes de réalisation préférées de la présente invention, il est proposé un procédé et un dispositif d'ajustement de la gamme dynamique d'une image médicale numérique destinés à un système d'imagerie diagnostique médicale.

Au départ, on choisit un type de film ainsi que des densités optiques de structures

anatomiques particulières. Le système peut mémoriser des caractéristiques associées à plusieurs types de film et/ou plusieurs structures anatomiques. Une fois qu'on a choisi un type de film particulier, des densités optiques maximale et minimale associées sont obtenues depuis une mémoire. Ensuite, des caractéristiques d'une image médicale originale, représentatives de la gamme dynamique de l'image médicale captée, sont obtenues en appliquant des méthodes statistiques sur l'image entière ou sur des sous-régions de l'image. Les caractéristiques de gamme dynamique de l'image captée, les caractéristiques du film choisi et les densités optiques de structures anatomiques particulières sont utilisées pour former un modèle "de sensitométrie" définissant une relation entre les niveaux de gris de l'image médicale originale et des densités optiques à atteindre dans une image médicale que l'on souhaite présenter en sortie. L'inverse de la courbe caractéristique du dispositif de sortie (fonction de présentation en niveaux de gris) est calculée, afin d'étalonner des niveaux de gris de l'image qui sera présentée à un utilisateur, par exemple par une imprimante ou un moniteur. Le modèle de sensitométrie est combiné à la fonction inverse de la courbe caractéristique ou fonction de présentation en niveaux de gris pour former une carte d'auto-contraste définissant une relation entre la gamme dynamique de l'image médicale originale et une gamme dynamique à atteindre dans une image présentée à former à partir de l'image médicale originale. On convertit alors l'image médicale originale en utilisant la carte d'auto-contraste pour former une image finalement présentée à l'utilisateur, par exemple sous la forme d'un film imprimé placé sur un négatoscope ou par un moniteur.

Le système peut utiliser des détecteurs numériques ou des configurations écran/film pour obtenir l'image médicale originale associée à un patient particulier.

Selon une première forme de réalisation, le modèle de densité optique en fonction du niveau de gris est basé sur des densités optiques maximale et minimale prédéfinies, sur N densités optiques choisies associées à des structures anatomiques particulières et sur des niveaux de gris mesurés sur l'image médicale originale correspondant aux structures anatomiques associées aux N densités optiques. Ces niveaux de gris sont envoyés dans le domaine du logarithme de l'exposition en utilisant une fonction qui peut être étalonnée. Le modèle de densité optique en fonction du niveau de gris peut représenter une courbe sigmoïde ou linéaire. En option, le modèle de densité optique en fonction du niveau de gris peut faire correspondre une gamme dynamique de l'image médicale originale à une gamme dynamique à atteindre en se basant sur des densités optiques choisies par l'utilisateur

et/ou mesurées pour des structures anatomiques particulières. On peut utiliser une table de consultation pour mémoriser une courbe de sensitométrie caractérisant une relation entre niveaux de gris et densités optiques. On peut utiliser la table de consultation pour définir le modèle de densité optique en fonction du niveau de gris, que l'on peut lui-même utiliser pour générer la carte d'auto-contraste.

En option, des caractéristiques de film peuvent être mémorisées pour plusieurs types de films et/ou régions anatomiques, l'une d'elles étant sélectionnée lorsqu'un opérateur choisit un type de film désiré. Les caractéristiques du film peuvent inclure des valeurs maximale et minimale de densité optique pour un type de film associé. La carte d'auto-contraste peut être mémorisée sous la forme d'une table de consultation.

Selon une variante, le modèle de densité optique en fonction du niveau de gris peut être remplacé par une courbe caractéristique localisée lorsqu'un utilisateur choisit des zones d'intérêt dans l'image médicale associée à une structure anatomique particulière. La courbe caractéristique localisée définit une relation entre une partie de la gamme dynamique de l'image médicale originale et une gamme dynamique étendue à atteindre pour une structure anatomique particulière. Une carte d'auto-contraste est formée à partir de la courbe caractéristique localisée et de l'inverse de la fonction de présentation en niveaux de gris du dispositif de sortie.

BREVE DESCRIPTION DES DESSINS

La figure 1 est un schéma synoptique d'une forme de réalisation préférée de la présente invention;

la figure 2 représente un exemple, pour un type de film particulier, du graphe d'une courbe de sensitométrie entre exposition du film et densité optique selon une forme de réalisation préférée de la présente invention;

la figure 3 représente plusieurs courbes de sensitométrie associées à des types de films ayant des sensibilités et des contrastes différents selon une forme de réalisation préférée de la présente invention;

la figure 4 représente un modèle de densité optique en fonction de l'exposition définissant un exemple de relation entre le logarithme de l'exposition, ou $\log_{\text{fonctionnel}}(\text{niveau de gris})$, et une densité optique à atteindre selon une forme de réalisation préférée de la présente invention;

la figure 5 représente une séquence de traitement réalisée selon une forme de réalisation préférée de la présente invention;

la figure 6 représente une carte conceptuelle reliant un espace de niveaux de gris à un espace de densités optiques selon une forme de réalisation préférée de la présente invention;

la figure 7A représente des courbes idéale et mesurée de luminance en fonction du niveau de gris pour des exemples idéal et réel de dispositifs de sortie;

la figure 7B représente une fonction de présentation en niveaux de gris reliant des niveaux de gris à des niveaux de gris étalonnés pour un exemple de dispositif de sortie;

les figures 8A-8E représentent des exemples de graphes de densité optique en fonction du niveau de gris selon une forme de réalisation préférée de la présente invention; et

la figure 9 représente une courbe caractéristique localisée définissant une relation entre des gammes dynamiques d'entrée et de sortie utilisée selon une variante de la présente invention.

La figure 1 représente un système d'imagerie médicale configuré selon une forme de réalisation préférée de la présente invention. Le système d'imagerie médicale 8 inclut un poste de travail 10 d'acquisition d'image et un sous-système 12 d'examen du patient. Le sous-système 12 d'examen du patient inclut une source 16 commandée par un circuit de commande 14. La source 16 émet un moyen d'expression 18, tel qu'un rayonnement, à travers un patient 20. Un détecteur numérique 22 détecte le moyen d'expression 18 ayant traversé le patient 20. Un circuit de sortie 24 du détecteur convertit les informations mémorisées par le détecteur numérique 22 en un format électronique que peut traiter le poste de travail 10 d'acquisition d'image. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image accepte une entrée provenant du circuit de sortie 24 du détecteur et, en se basant sur elle, transmet une image numérique brute à un sous-système 26 de détection de gamme dynamique.

Le sous-système 26 de détection de gamme dynamique calcule une gamme dynamique de l'ensemble ou d'une partie de l'image médicale numérique acquise par le détecteur numérique 22. Selon une variante, le sous-système 26 de détection de gamme dynamique peut calculer la gamme dynamique d'une zone d'intérêt ou d'une structure anatomique particulière à l'intérieur d'une image médicale obtenue par le détecteur numérique 22. Une réalisation détaillée d'au moins un sous-système de détection de gamme dynamique est décrite dans une demande copendante enregistrée le ou vers le 24 juin 1999 au nom de Kenneth Trump comme seul inventeur et

intitulée "Method and Apparatus for Determining a Dynamic Range of a Digital Medical Image" (dossier n° 15-XZ-4971), cédée au cessionnaire de la présente demande. Le sous-système 26 de détection de gamme dynamique produit au moins une caractéristique de gamme dynamique représentative de la gamme dynamique de l'ensemble ou d'une partie de l'image médicale numérique. Les caractéristiques de gamme dynamique générées par le sous-système 26 de détection de gamme dynamique peuvent être, par exemple, des niveaux de gris maximal et minimal de l'image médicale numérique entière, d'une région clinique, d'une structure anatomique ou d'une zone d'intérêt dans celle-ci. Selon une variante, la caractéristique de gamme dynamique peut représenter un niveau de gris moyen, un niveau de gris médian, une moyenne des niveaux de gris, un écart type des niveaux de gris et autres d'une zone telle que l'image médicale entière, une structure anatomique, une zone clinique ou une zone d'intérêt. La zone peut être choisie automatiquement, tracée par l'utilisateur, ou choisie par l'intermédiaire d'une interface commandée par l'utilisateur.

Le poste de travail 10 d'acquisition d'image inclut en outre un afficheur 28 et une interface utilisateur 30 pour présenter des informations à un opérateur et obtenir des informations d'un opérateur, respectivement. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image inclut au moins une unité centrale (CPU) 32 et une mémoire 34 pour exécuter les séquences de traitement indiquées plus loin afin d'ajuster la gamme dynamique d'une image médicale acquise. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image peut être connecté à un moniteur éloigné 36 pour visualiser des images médicales traitées après ajustement de gamme dynamique. Les images médicales présentées sur le moniteur 36 sont des "présentations visuelles" d'une image médicale, plus couramment imprimées sur film et observées en tant que présentation matérielle par des médecins sur un négatoscope. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image peut être connecté à une imprimante 38 telle qu'une imprimante numérique à laser qui crée un film à analyser une fois placé sur un négatoscope.

Le poste de travail 10 d'acquisition d'image inclut une entrée pour recevoir une image médicale originale. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image mémorise une carte de présentation définissant une relation entre une gamme dynamique de l'image médicale originale et une gamme dynamique à atteindre. L'unité centrale du poste de travail 10 d'acquisition d'image forme à partir de l'image médicale originale une image à présenter en se basant sur la carte de présentation que celui-ci mémorise. L'entrée du poste de travail 10 d'acquisition d'image peut être un détecteur

numérique. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image peut inclure un module destiné à calculer un modèle niveau de gris-densité optique définissant une relation entre des niveaux de gris d'une image originale et des densités optiques à atteindre d'une gamme dynamique à atteindre dans une image médicale désirée en sortie associée à l'image médicale originale. Le modèle peut être basé sur des caractéristiques de film telles qu'un type de film désiré, des densités optiques choisies pour une structure anatomique choisie, une gamme dynamique mesurée pour l'image médicale originale et autres. Le module de calcul peut calculer le modèle niveau de gris-densité optique reliant une gamme dynamique de l'image médicale originale à une gamme dynamique à atteindre en se basant sur des densités optiques choisies par l'utilisateur et des densités optiques mesurées pour une structure anatomique. Une table de consultation peut mémoriser des courbes de sensitométrie caractérisant une relation entre niveau de gris et densité optique. La relation de la carte de présentation peut être basée sur les courbes de sensitométrie mémorisées dans la table de consultation. La mémoire du poste de travail 10 d'acquisition d'image peut mémoriser des caractéristiques de film pour plusieurs types de films. La relation de la carte de présentation peut être basée sur les caractéristiques de film mémorisées pour l'un des multiples types de films mémorisés dans la mémoire. La carte de présentation peut être mémorisée dans une table de consultation. La carte de présentation peut inclure une carte d'auto-contraste 46 (figure 1). Le module de calcul peut inclure l'unité centrale 32 de la figure 1.

Le poste de travail 10 d'acquisition d'image inclut en outre une mémoire pour mémoriser des ensembles de caractéristiques de film 40, sous la forme d'une équation ou d'une table de consultation définissant une relation prédéterminée entre exposition du film et densité optique. Chaque ensemble de caractéristiques de film 40 est associé à un type particulier de film analogique, tel que ceux de la gamme Kodak de combinaisons écran/film: écran normal/film IT, écran à fort contraste/film IT, écran à très fort contraste/film ITC et équivalents. Des caractéristiques de film individuelles peuvent être mémorisées pour des films de différentes sensibilités, telles que sensibilité 800, sensibilité 400, sensibilité 200 et autres. Les caractéristiques de film ne correspondent pas forcément à des films disponibles dans le commerce, mais peuvent au contraire être des films à atteindre, théoriques ou hypothétiques. Différents types de films présentent différentes relations entre exposition et densité optique. Les caractéristiques du film peuvent dépendre du

fabricant, de la sensibilité du film (par exemple 800, 400, 200), du contraste du film et du type de film.

Le poste de travail 10 d'acquisition d'image génère un modèle niveau de gris-densité optique 42 selon la forme de réalisation préférée. Le modèle 42 définit une relation particulière entre des niveaux de gris du détecteur numérique 22 et une densité optique désirée prédéfinie ou définie par l'opérateur. L'opérateur peut par exemple choisir un type de film particulier et des densités optiques désirées pour une structure anatomique particulière. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image génère aussi une fonction d'étalonnage de présentation inverse 44. La fonction d'étalonnage de présentation inverse 44 définit une relation entre des niveaux de gris et la densité optique ou luminance d'un dispositif de sortie tel que le moniteur 36 ou l'imprimante 38. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image génère une carte d'auto-contraste 46 qui fait correspondre des niveaux de gris originaux mesurés par le détecteur numérique 22 dans une zone d'intérêt ou une zone clinique à une gamme dynamique à atteindre contenant des niveaux de gris présentés qui peuvent être envoyés à un dispositif de sortie étalonné tel que le moniteur 36 ou l'imprimante 38. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image convertit une image médicale originale en utilisant la carte d'auto-contraste 46 et imprime ou présente, sur une imprimante ou un moniteur étalonné, une image médicale offrant des résultats imitant un film. Lors de l'examen thoracique d'un patient, l'image médicale imprimée ou présentée inclut un champ pulmonaire ayant une densité optique de poumon désirée prédéfinie et un médiastin (colonne vertébrale) ayant une densité optique de médiastin désirée prédéfinie.

L'imprimante 38 peut être étalonnée selon une fonction d'étalonnage de Barten qui peut être la fonction d'étalonnage de présentation à partir de laquelle on calcule la fonction d'étalonnage de présentation inverse 44. Une fonction d'étalonnage de Barten est une fonction bien connue dont la définition fait partie de la norme DICOM. Une fonction d'étalonnage de Barten décrit une relation normalisée entre niveaux de gris et luminance, qui peut être convertie en densité optique.

Le poste de travail 10 d'acquisition d'image gère la gamme dynamique des niveaux de gris pour une zone cliniquement pertinente ou une zone d'intérêt dans une image médicale numérique obtenue par le détecteur numérique 22. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image tient compte de différences entre les gammes diagnostiques des images médicales obtenues par le détecteur numérique 22. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image garantit en outre une constance de la densité

optique des images numériques imprimées par l'imprimante 38 ou présentées par le moniteur 36 indépendamment du type d'imprimante ou de moniteur. La luminance générée par des films éclairés par l'arrière à densité optique ajustée générés par l'imprimante 38 va correspondre à la luminance des images présentées sur le moniteur 36. Le poste de travail 10 d'acquisition d'image offre à un utilisateur la possibilité de choisir une densité optique désirée pour une structure anatomique particulière et/ou un type de film pour chaque application. De plus, l'utilisateur peut choisir des zones d'intérêt correspondant à des régions anatomiques ou manipuler les cibles calculées automatiquement.

La figure 2 est une représentation graphique d'une relation entre l'exposition et les valeurs de densité optique d'un exemple de film. Le film peut par exemple représenter une combinaison écran à très fort contraste/film ITC de Kodak. Le graphe de la figure 2 représente l'exposition relative du film en échelle logarithmique suivant l'axe horizontal. L'axe vertical représente la densité optique du film. L'exemple de film de la figure 2 présente une relation sigmoïde entre le niveau de gris relatif et la densité optique, ayant une partie initiale comprimée 100 et une partie finale comprimée 102. Une partie sensiblement linéaire 104 est située au centre du graphe.

La figure 3 représente un ensemble de courbes associées à des exemples de film de différentes sensibilités et différents contrastes. L'axe horizontal représente de nouveau l'exposition relative en échelle logarithmique, tandis que l'axe vertical représente la densité optique associée à chaque exposition. Des courbes caractéristiques 106, 108 et 110 correspondent à des films de contrastes différents, tels que très fort contraste, fort contraste, et normal. Une courbe 112 représente une combinaison de sensibilité plus faible que les courbes 106, 108 et 110. En option, l'ensemble des courbes de densité optique en fonction de l'exposition pour des films particuliers peut être mémorisé en tant qu'ensembles de caractéristiques de film 40 dans le poste de travail 10 d'acquisition d'image. Les courbes caractéristiques 106-112 peuvent être mémorisées sous la forme de tables de consultation pour former des caractéristiques de film 40. Selon une variante, les courbes caractéristiques 106-112 peuvent être mémorisées sous la forme d'équations définissant des courbes particulières en tant que caractéristiques de film 40. Selon une autre variante, il suffit de mémoriser seulement certains points le long de chaque courbe 106-112, tels que des points de maximum et de minimum sur la courbe.

La figure 4 représente une fonction exposition-densité optique 118 qui peut être mémorisée en tant que modèle exposition-DO 42 dans le poste de travail 10 d'acquisition d'image. La fonction exposition-densité optique 118 peut représenter un modèle de film définissant une relation entre des niveaux de gris de l'image médicale obtenue par le détecteur numérique 22 et des densités optiques à atteindre définies par un médecin ou opérateur, ou prédéfinies d'après des données d'historique ou des préférences de l'utilisateur. Un détecteur numérique présente généralement une réponse non linéaire à l'exposition incidente. La transformation de l'espace des niveaux de gris à l'espace du logarithme des expositions est donc réalisée par un logarithme fonctionnel (flog). Cette fonction peut être étalonnée ou précisée. La fonction exposition/densité optique de la figure 4 représente suivant l'axe horizontal le logarithme de l'exposition ou flog(niveaux de gris) d'une image médicale originale captée par le détecteur numérique 22. L'axe vertical correspond à des densités optiques désirées par l'opérateur ou prédéfinies d'après des préférences de l'utilisateur. La figure 4 représente une fonction sigmoïde comprenant une partie initiale 120 et une partie finale 122. Les parties initiale et finale 120 et 122 sont séparées par une partie sensiblement linéaire 124. Dans l'exemple de fonction représenté sur la figure 4, les densités optiques (DO) suivant l'axe vertical sont définies par l'équation suivante:

$$DO = p2 + p3 * \frac{1 - \exp(-\log E + p1) / p0)}{1 + \exp(-\log E + p1) / p0)} \quad (\text{équation 1})$$

Dans l'équation 1, logE représente le logarithme en base 10 de l'exposition.

D'après l'équation 1, la densité optique est une fonction du logarithme en base 10 de l'exposition ou flog(niveau de gris) d'un pixel particulier du détecteur numérique 22. La densité optique est aussi une fonction de variables p0, p1, p2 et p3 que l'on obtient en résolvant les équations suivantes:

$$p2 = 0,5 * (\max DO + \min DO) \quad (\text{équation 2})$$

$$p3 = 0,5 * (\max DO - \min DO) \quad (\text{équation 3})$$

$$\begin{pmatrix} p0 \\ p1 \end{pmatrix} = (C^T C)^{-1} C^T Lg \quad (\text{équation 4})$$

dans lesquelles:

$$C = \begin{pmatrix} c1 & 1 \\ \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots \\ cN & 1 \end{pmatrix}; ci = \ln \left(\frac{2 * p3}{DOi - p2 + p3} - 1 \right); et$$

$$Lg = \begin{pmatrix} f \log(g1) \\ \vdots \\ \vdots \\ f \log(gN) \end{pmatrix} \quad (\text{équation 5})$$

On utilise N paires de données mesurées, (gi, DOi) pour i = 1, ..., N, pour estimer les paramètres p0 et p1 en minimisant la racine carrée de l'écart d'alignement. Lorsqu'on utilise deux (N=2) paires de données (g1, DO1) et (g2, DO2), on peut simplifier l'équation 4 en:

$$p0 = \frac{f \log(g1) - f \log(g2)}{c2 - c1} \quad (\text{équation 6})$$

$$p1 = \frac{c1 * f \log(g2) - c2 * f \log(g1)}{c2 - c1} = -c1 * p0 - f \log(g1) \quad (\text{équation 7})$$

Les valeurs maxDO et minDO correspondent aux valeurs maximale et minimale de densité optique du film qui sont prédéterminées. La fonction flog() convertit un niveau de gris en logarithme d'exposition et peut être fixe ou étalonnée. Les valeurs maxDO et minDO peuvent être mémorisées en tant que caractéristiques de film 40 ou basées sur ces dernières. Les valeurs maxDO et minDO dépendent du type de film qu'on souhaite utiliser. On peut obtenir les densités optiques maximale et minimale pour un film choisi en consultant une fiche technique fournie par le fabricant du film, qui indique les caractéristiques techniques du film particulier incluant les valeurs maximale et minimale de densité optique du film.

Les valeurs DO1 et DO2 correspondent à des première et deuxième densités optiques de structures anatomiques qui sont choisies par l'opérateur ou sont prédéfinies. A titre d'exemple, les densités optiques de structures anatomiques DO1 et DO2 peuvent correspondre à des structures anatomiques particulières, telles que les poumons et la colonne vertébrale à visualiser dans un type donné d'examen. Un médecin peut souhaiter, lorsqu'il observe une radiographie thoracique, que les poumons inclus dans une image présentée aient une densité optique particulière, telle que de 2,5. Le médecin peut en outre souhaiter que la colonne vertébrale incluse sur l'image présentée ait une densité optique particulière différente, telle que de 0,7. On peut donc choisir les première et deuxième densités optiques de structures anatomiques DO1 et DO2 pour les poumons et la colonne vertébrale. Selon une

variante, DO1 et DO2 peuvent correspondre à d'autres structures anatomiques, telles que os, tissus mous et autres. Selon une variante, le médecin n'a pas besoin de choisir les densités optiques DO1 et DO2. Au contraire, DO1 et DO2 peuvent être prédéfinies dans le système et mémorisées dans la mémoire 34 d'après des informations d'historique et/ou des préférences des médecins et opérateurs précédents.

Les valeurs de niveau de gris g1 et g2 correspondent à des valeurs de niveaux de gris mesurées fournies par le système 26 de détection de gamme dynamique, de façon décrite en détail dans la demande de brevet copendante précédemment mentionnée. A titre d'exemple, les niveaux de gris mesurés g1 et g2 peuvent représenter des niveaux de gris maximal et minimal pour la zone clinique ou zone d'intérêt de l'image médicale obtenue par le détecteur numérique 22. La fonction flog convertit les niveaux de gris en logarithmes d'expositions. Dans une mise en œuvre, le détecteur peut avoir une réponse linéaire à l'exposition et la fonction peut être directement un logarithme en base 10. Tel que précédemment indiqué, une fois que le poste de travail 10 d'acquisition d'image a déterminé maxDO, minDO, DO1, DO2, g1 et g2, le modèle niveau de gris-DO 42 peut être défini d'après les équations 1-7 pour une image médicale originale particulière obtenue par le détecteur numérique 22.

Les figures 7A et 7B représentent un exemple de fonction de présentation en niveaux de gris normalisée et sa mise en œuvre. La figure 7A représente suivant l'axe horizontal les valeurs numériques de niveau de gris d'un dispositif de sortie, comprises par exemple entre 0 et 256. L'axe vertical de la figure 7A représente un niveau de luminance produit en un pixel particulier lorsque le dispositif de sortie reçoit une valeur numérique de niveau de gris correspondante comprise entre 0 et 256. Le graphe 200 représente une "norme" universellement acceptée selon laquelle doivent fonctionner des dispositifs de présentation (par exemple, un dispositif doit fournir une luminance correspondant au graphe 200 lorsqu'il reçoit une valeur binaire de 0-256). Le graphe 202 représente une séquence de valeurs de luminance mesurées lors de l'étalonnage d'un exemple de dispositif de sortie. Des dispositifs de sortie tels que des imprimantes et des moniteurs, ne fournissent pas une luminance constante et prédéterminée au cours de la durée de vie du dispositif, car l'âge, l'usure et autres affectent les performances du dispositif. On doit donc étalonner les dispositifs pour mettre en corrélation la luminance et les niveaux de gris d'entrée. Les points de données mesurées sur la courbe 202 représentent une luminance produite par le

dispositif de sortie non étalonné en réponse à un niveau de gris particulier reçu. Par exemple, lorsque le dispositif de sortie reçoit un niveau de gris de 64, le dispositif de sortie génère un pixel ayant une luminance d'environ 1,6 (point 204). Cependant, si le dispositif fonctionnait idéalement et sans erreur, il devrait générer un pixel ayant une luminance d'environ 4,0 (point 206) en recevant en entrée un niveau de gris de 64.

On utilise la fonction de présentation normalisée pour étalonner le dispositif en calculant, pour chaque niveau de gris d'entrée, un niveau de gris étalonné ou corrigé qui permettra de produire la valeur de luminance désirée. Dans l'exemple de la figure 7A, lorsque le dispositif non étalonné reçoit un niveau de gris de 64, la fonction de présentation normalisée identifie la luminance désirée (point 206) et un niveau de gris corrigé (point 208) qui, entré dans le dispositif de sortie, produira la luminance désirée. Dans l'exemple de la figure 7A, le niveau de gris étalonné au point 208 correspond à environ 98. L'opération de correction illustrée sur la figure 7A entre les points 204-208 est répétée pour chaque valeur de pixel pour former une courbe d'étalonnage 210 qui peut représenter une fonction de présentation en niveaux de gris normalisée, telle que représentée sur la figure 7B.

La figure 7B représente suivant l'axe horizontal des niveaux de gris compris entre 0 et 256 associés à une image médicale d'entrée. L'axe vertical représente des niveaux de gris d'un dispositif de sortie étalonné. La courbe d'étalonnage 210 définit une relation entre chaque niveau de gris de l'image d'entrée et un niveau de gris corrigé qui doit être fourni au dispositif de sortie afin d'obtenir la luminance désirée. Dans l'exemple des figures 7A et 7B, on a déterminé sur la figure 7A que le niveau de gris 64 de l'image originale d'entrée correspondait à une valeur de pixel étalonnée de 98. En conséquence, la courbe d'étalonnage 210 inclut un point 212 associant le niveau de gris 64 de l'image originale au niveau de gris 98 à fournir au dispositif de sortie.

La figure 5 représente le séquençage du traitement exécuté selon une forme de réalisation préférée de la présente invention. A une étape initiale 300, l'utilisateur choisit un type de film et des densités optiques à atteindre pour des structures anatomiques particulières. Le type de film choisi peut être un type de film préféré par le médecin ou un type couramment utilisé. Les densités optiques à atteindre peuvent être déterminées automatiquement d'après des valeurs mémorisées pour des zones particulières d'intérêt, telles que les poumons et la colonne vertébrale. En option, les densités optiques à atteindre peuvent être prédéfinies et mémorisées dans la mémoire

34 pour que l'opérateur les choisisse plus tard. Une fois que l'opérateur a choisi un type de film, à une étape 302 l'unité centrale 32 obtient les valeurs maximale et minimale de densité optique pour le film choisi. Les densités optiques maximale et minimale sont obtenues à partir des caractéristiques de film 40 mémorisées dans le poste de travail 10 d'acquisition d'image.

A une étape 304, les densités optiques à atteindre sont converties en première et deuxième densités optiques DO1 et DO2. Les densités optiques DO1 et DO2 peuvent correspondre à des bornes supérieure et inférieure de gamme dynamique pour une zone d'intérêt qui coïncide avec une structure anatomique d'intérêt. Par exemple, les poumons et la colonne vertébrale peuvent avoir des densités optiques situées aux extrémités opposées d'une gamme dynamique à atteindre pour une zone d'intérêt. La conversion à l'étape 304 peut simplement correspondre à l'obtention des valeurs DO1 et DO2 depuis la mémoire, d'après un mode du système ou une sélection effectuée par un opérateur par l'interface utilisateur 30. Ensuite, à une étape 306, l'unité centrale 32 obtient, à partir du sous-système 26 de détection de gamme dynamique, des niveaux de gris mesurés g1 et g2 représentatifs de la gamme dynamique de l'image médicale obtenue au niveau du détecteur numérique 22. Les niveaux de gris mesurés g1 et g2 peuvent correspondre à des niveaux de gris minimal et maximal pour une zone clinique de l'image médicale. Les niveaux de gris mesurés peuvent correspondre à DO1 et DO2. Selon une variante, les niveaux de gris g1 et g2 peuvent simplement correspondre aux niveaux de gris minimal et maximal de l'image médicale entière obtenue par le détecteur numérique 22, qui peuvent être inférieurs à la gamme dynamique complète du détecteur numérique 22. Les niveaux de gris g1 et g2, lorsqu'ils correspondent à la gamme dynamique d'une zone clinique, peuvent représenter les niveaux de gris associés aux poumons et au médiastin ou colonne vertébrale, respectivement. Selon une variante, les niveaux de gris g1 et g2 peuvent correspondre à d'autres structures anatomiques telles que os, tissus mous et autres. Le sous-système 26 de détection de gamme dynamique peut obtenir des niveaux de gris g1 et g2 associés à différentes structures anatomiques en fonction du test particulier à effectuer ou d'une préférence de l'opérateur.

A une étape 308, l'unité centrale 32 génère un modèle niveau de gris-DO 42 en se basant sur les niveaux de gris mesurés g1 et g2, les densités optiques DO1 et DO2, et les valeurs maximale et minimale maxDO et minDO de densité optique obtenues aux étapes 306, 304 et 302, respectivement. Le modèle niveau de gris-DO 42 est calculé d'après les équations 1-7 précédemment indiquées. Le modèle niveau

de gris-DO 42 peut ressembler à la fonction sigmoïde représentée sur la figure 4. En option, le modèle niveau de gris-DO 42 ne définit pas forcément une relation sigmoïde entre exposition/niveau de gris et densité optique. Le modèle niveau de gris-DO 42 peut au contraire correspondre à une relation linéaire entre niveau de gris et densité optique.

A une étape 310, l'unité centrale 32 calcule l'inverse de la fonction de présentation normalisée, telle que l'inverse de la courbe d'étalonnage 210 de la figure 7B. Par exemple, si l'image médicale est à imprimer par une imprimante numérique à laser, on peut obtenir une fonction d'étalonnage telle que la "fonction d'étalonnage de Barten" et l'utiliser pour calculer son inverse. La fonction de présentation normalisée (figures 7A et 7B) convertit des valeurs de niveaux de gris en luminances (par exemple en densités optiques). La fonction d'étalonnage inverse 44 est calculée à l'étape 310 pour convertir des densités optiques en niveaux de gris. A une étape 312, l'unité centrale 32 combine le modèle niveau de gris-densité optique 42 et la fonction d'étalonnage inverse 44 pour construire une carte d'auto-contraste 46. Le modèle niveau de gris-DO 42 convertit des niveaux de gris de l'image médicale originale en densités optiques à atteindre. La fonction d'étalonnage inverse 44 convertit les densités optiques à atteindre en niveaux de gris étalonnés pour l'entrée d'un dispositif de sortie.

En combinant le modèle niveau de gris-DO 42 et la fonction d'étalonnage inverse 44, le poste de travail 10 d'acquisition d'image définit une relation entre les niveaux de gris de l'image médicale originale obtenue par le détecteur numérique 22 et des niveaux de gris d'entrée étalonnés associés à un dispositif de sortie choisi, à savoir une imprimante 38, un moniteur 36 et autres. La carte d'auto-contraste 46 peut être mémorisée sous la forme d'une table de consultation, d'une équation polynomiale et autres. Enfin, à une étape 314, l'image médicale numérique obtenue par le détecteur numérique 22 est convertie en utilisant la carte d'auto-contraste 46 pour former une image étalonnée, ayant une gamme dynamique ajustée d'après des préférences d'un opérateur et qui est présentée au niveau de l'afficheur 28, de l'imprimante 38 ou du moniteur 36.

La figure 6 est destinée à mieux illustrer les transformations entre l'espace de niveaux de gris et l'espace de densités optiques effectuées selon le traitement de la figure 5. Un espace 350 de niveaux de gris d'image brute est représenté, correspondant à l'image médicale originale obtenue par le détecteur numérique 22 et mémorisée sous la forme d'un tableau bidimensionnel de valeurs de pixels. A titre

d'exemple, les valeurs de pixels peuvent être des valeurs à 14 bits, offrant une gamme dynamique de 0-16K pour le détecteur numérique. Les expositions ou niveaux de gris de l'image médicale numérique ne s'étalent pas sur l'ensemble des 16K de gamme dynamique du détecteur numérique. Au contraire, l'image médicale numérique peut n'inclure que quelques centaines de niveaux de gris distincts, représentant une gamme dynamique moins étendue que les 16K du détecteur numérique 22. Le sous-système 26 de détection de gamme dynamique mesure une gamme dynamique désirée. Un espace 352 de densités optiques à atteindre correspond à des densités optiques ou luminances à atteindre associées à un moyen de sortie utilisé pour présenter l'image médicale numérique au médecin ou à l'opérateur. Un espace 354 de niveaux de gris étalonnés correspond à une image comprenant des niveaux de gris ayant été corrigés pour qu'un dispositif de sortie fournisse des valeurs de luminance désirées.

Au cours du traitement, le poste de travail 10 d'acquisition d'image calcule un modèle niveau de gris-densité optique 42 qui est utilisé pour envoyer l'image médicale numérique originale d'un espace 350 de niveaux de gris à un espace 352 de densités optiques à atteindre. L'espace 352 de densités optiques à atteindre correspond aux valeurs de densité optique définies par l'opérateur lors du choix d'un type de film désiré et de densités optiques désirées pour des structures anatomiques particulières. Par exemple, l'image médicale numérique peut être envoyée de l'espace 350 de niveaux de gris à l'espace 352 de densités optiques à atteindre d'après la relation indiquée sur la figure 4.

L'image corrigée pour atteindre certaines densités optiques est ensuite étalonnée en fonction d'un moyen de sortie désiré (par exemple une imprimante ou un moniteur). On étalonne l'image à densités optiques atteintes en l'envoyant dans l'espace 352 de densités optiques par une fonction d'étalonnage inverse 44 pour former une image étalonnée de l'espace 354 de niveaux de gris étalonnés.

Selon une variante, le modèle exposition-DO 42, la fonction d'étalonnage inverse 44 et la fonction d'étalonnage peuvent être combinés en une seule carte définissant une relation entre l'espace 350 de niveaux de gris de l'image originale et l'espace 354 de niveaux de gris étalonnés associés à un moyen de sortie désiré tel que l'imprimante 38 ou le moniteur 36. La carte obtenue peut être mémorisée en tant que carte d'auto-contraste 46. Une fois qu'elle a calculé la carte d'auto-contraste 46, l'unité centrale 32 peut envoyer l'image médicale originale obtenue par le détecteur

numérique 22 de l'espace 350 de niveaux de gris directement à l'espace 354 de niveaux de gris étalonnés en utilisant la carte d'auto-contraste 46.

Les figures 8A-8E représentent des exemples de graphes que peut utiliser le poste de travail 10 d'acquisition d'image pour exécuter la séquence de traitement décrite précédemment à propos de la figure 5. La figure 8A représente une courbe caractéristique associée à un type de film particulier, défini par une relation logarithmique entre exposition et densité optique. La figure 8D représente la courbe caractéristique du même film que sur la figure 8A, mais sur une échelle linéaire de densité optique en fonction de l'exposition. La figure 8B représente une courbe caractéristique d'un film analogique à atteindre une fois que le film analogique a été défini par le modèle exposition-DO 42. La courbe caractéristique de la figure 8B représente une relation entre niveau de gris d'entrée et densité optique du film. La figure 8E représente une courbe d'étalonnage de Barten établie définissant une relation entre un niveau de gris d'entrée et la densité optique d'une imprimante numérique à laser étalonnée selon la norme d'étalonnage de Barten. La figure 8C représente une carte d'auto-contraste 46 définissant une relation entre des niveaux de gris d'une image médicale originale obtenue par le détecteur numérique 22 et des valeurs de densité optique associées à un moyen de sortie particulier tel qu'une imprimante.

La figure 9 illustre le fonctionnement d'une variante de la présente invention. Dans la variante représentée sur la figure 9, le modèle niveau de gris-DO 42 peut être omis, comme c'est le cas lorsqu'il est souhaitable de se focaliser ou se localiser sur une zone d'intérêt particulier dont la gamme dynamique de niveaux de gris est inférieure à la gamme complète normalement offerte dans une image médicale numérique. Par exemple, un opérateur peut au départ visualiser une image médicale numérique sur l'afficheur 28 et choisir une zone d'intérêt dans celle-ci à l'aide de l'interface utilisateur 30. L'utilisateur peut par exemple utiliser une souris, un crayon lumineux ou un clavier pour sélectionner les coins encadrant une zone d'intérêt ou pour tracer le contour d'une zone d'intérêt. Une fois que la zone d'intérêt a été choisie, le sous-système 26 de détection de gamme dynamique identifie la gamme dynamique de la zone d'intérêt. La zone d'intérêt peut avoir une gamme dynamique sensiblement moins étendue que la gamme dynamique complète pouvant être présentée sur l'afficheur 28, le moniteur 36 ou l'imprimante 38. Dans la forme de réalisation illustrée graphiquement sur la figure 9, le poste de travail 10 d'acquisition

d'image étend ou élargit la gamme dynamique de la zone d'intérêt pour offrir un meilleur contraste entre niveaux de gris à l'intérieur de la zone d'intérêt.

La figure 9 représente une courbe "localisée" 250 représentant une relation prédéfinie entre la gamme dynamique d'une image d'entrée (axe horizontal) et une gamme dynamique élargie ou étendue d'une image de sortie (axe vertical). La courbe localisée 250 peut être mémorisée à la place du modèle niveau de gris-DO 42. La courbe localisée 250 peut être linéaire ou non linéaire, et être définie par une ou plusieurs valeurs caractéristiques.

En option, plusieurs ensembles de caractéristiques localisées peuvent être mémorisées, par exemple à la place des caractéristiques de film 40. Chaque ensemble de caractéristiques localisées peut correspondre à une structure anatomique particulière, telle que les poumons, des os, des tissus mous, ou une structure anatomique globale, et autres. Les ensembles de caractéristiques localisées pour chaque structure anatomique peuvent inclure un paramètre définissant le centre d'une fenêtre de gamme dynamique associée à la structure anatomique particulière. Chaque ensemble de caractéristiques localisées peut en outre inclure une largeur de fenêtre de gamme dynamique définissant les bornes supérieure et inférieure de la gamme dynamique associée à une structure particulière. Par exemple, l'ensemble de caractéristiques pour un réglage correspondant au poumon peut inclure un niveau de gris central de fenêtre de gamme dynamique de 10000 et une largeur de fenêtre de gamme dynamique de 4000. La gamme dynamique pour un poumon serait donc comprise selon cet exemple entre 8000 et 12000. De façon similaire, un ensemble de caractéristiques localisées pour un réglage correspondant à un os peut inclure un niveau de gris central et une largeur prédéfinis pour la fenêtre de gamme dynamique correspondante.

Dans l'exemple de la figure 9, les bornes inférieure et supérieure de la fenêtre de gamme dynamique correspondent à minNG et maxNG qui représentent des niveaux de gris minimal et maximal d'une fenêtre de gamme dynamique associée à une structure anatomique particulière. Les niveaux de gris minNG et maxNG peuvent être mémorisés en tant que caractéristiques 40. Selon la forme de réalisation de la figure 9, le sous-système 26 de détection de gamme dynamique fournit des niveaux de gris g1 et g2 identifiant la gamme dynamique d'une structure anatomique, d'une zone clinique ou d'une zone d'intérêt de l'image médicale originale. Selon la forme de réalisation de la figure 9, le poste de travail 10 d'acquisition d'image définit une courbe caractéristique localisée 250 en se basant sur les niveaux de gris g1 et g2

fournis par le sous-système 26 de détection de gamme dynamique et sur les niveaux de gris minimal et maximal minNG et maxNG mémorisés en tant qu'ensembles de caractéristiques 40. De plus, un paramètre de niveau de gris central pour une gamme dynamique désirée peut être mémorisé avec les caractéristiques 40 et utilisé comme
5 niveau NGC (niveau de gris central) afin de faciliter la génération de la courbe 250.

Une fois que le poste de travail 10 d'acquisition d'image a défini la courbe caractéristique localisée 250, la courbe 250 est mémorisée à la place du modèle niveau de gris-DO 42 et combinée selon le traitement de la figure 5 avec la fonction d'étalonnage inverse 44 pour définir une carte d'auto-contraste 46 envoyant
10 finalement des niveaux de gris de l'image médicale originale dans un espace 354 de niveaux de gris étalonnés (figure 6). La courbe caractéristique localisée 250 représentée sur la figure 9 envoie l'espace de niveaux de gris d'entrée dans un espace de niveaux de gris de sortie. On comprendra donc que la fonction d'étalonnage inverse 44 sera modifiée pour former correctement la carte d'auto-contraste 46
15 désirée.

REVENDECATIONS

1. Procédé d'ajustement de la gamme dynamique d'une image diagnostique médicale fournie par un système d'aide au diagnostic médical, comprenant:

5 la génération d'une carte de présentation définissant une relation entre une gamme dynamique d'une image médicale originale représentative d'un patient et une gamme dynamique à atteindre; et

la création d'une image présentée ayant ladite gamme dynamique à atteindre, en se basant sur ladite carte de présentation et ladite image médicale originale.

10 2. Procédé selon la revendication 1, comprenant en outre:

l'obtention d'une image numérique en tant qu'image médicale originale.

3. Procédé selon la revendication 1, dans lequel ladite étape de génération comprend en outre:

15 le calcul d'un modèle niveau de gris-densité optique définissant une relation entre des niveaux de gris de l'image médicale originale et des densités optiques à atteindre de ladite gamme dynamique à atteindre pour une image médicale désirée en sortie associée à l'image médicale originale.

20 4. Procédé selon la revendication 3, comprenant en outre le fait de baser ledit modèle niveau de gris-densité optique sur des caractéristiques de film d'un type de film désiré.

25 5. Procédé selon la revendication 3, comprenant en outre le fait de baser ledit modèle niveau de gris-densité optique sur N densités optiques choisies pour une structure anatomique choisie.

30 6. Procédé selon la revendication 3, comprenant en outre le fait de baser ledit modèle niveau de gris-densité optique sur une gamme dynamique mesurée de l'image médicale originale.

7. Procédé selon la revendication 1, comprenant en outre:

35 le calcul d'un modèle reliant ladite gamme dynamique de ladite image médicale originale à ladite gamme dynamique à atteindre, basé sur des densités

optiques choisies par l'utilisateur et des densités optiques mesurées pour une structure anatomique.

8. Procédé selon la revendication 1, comprenant en outre:

5 la définition d'une table de consultation mémorisant une courbe de sensitométrie caractérisant une relation entre niveau de gris et densité optique, ladite étape de génération définissant ladite relation de ladite carte de présentation en se basant sur ladite table de consultation.

9. Procédé selon la revendication 1, comprenant en outre:

10 une mémorisation de caractéristiques de film pour plusieurs types de film, ladite étape de génération définissant ladite relation de ladite carte de présentation en se basant sur des caractéristiques de film mémorisées pour l'un des différents types de film.

10. Procédé selon la revendication 1, comprenant en outre:

15 l'obtention de valeurs maximale et minimale de densité optique pour un type de film, ladite étape de génération définissant ladite relation de ladite carte de présentation en se basant sur lesdites valeurs maximale et minimale de densité optique.

11. Procédé selon la revendication 1, comprenant en outre:

20 l'obtention d'une fonction d'étalonnage de dispositif de sortie, étalonnant des niveaux de gris de ladite image présentée par un dispositif de sortie, ladite étape de génération définissant ladite relation de ladite carte de présentation en se basant sur ladite fonction d'étalonnage du dispositif de sortie.

12. Procédé selon la revendication 11, comprenant en outre:

30 le calcul de l'inverse de ladite fonction de présentation en niveaux de gris normalisée, ladite étape de génération définissant ladite relation de ladite carte de présentation en se basant sur ladite inverse de ladite fonction de présentation en niveaux de gris.

13. Procédé selon la revendication 1, dans lequel ladite carte de présentation est
35 mémorisée sous la forme d'une table de consultation.

14. Système d'aide au diagnostic médical destiné à ajuster la gamme dynamique d'une image diagnostique médicale, comprenant:

une entrée pour recevoir une image médicale originale;

5 une carte de présentation définissant une relation entre une gamme dynamique de ladite image médicale originale et une gamme dynamique à atteindre; et

une unité centrale formant une image présentée à partir de l'image médicale originale en se basant sur ladite carte de présentation.

10 15. Système selon la revendication 14, dans lequel ladite entrée est un détecteur numérique.

16. Système selon la revendication 14, comprenant en outre:

15 un module servant à calculer un modèle niveau de gris-densité optique définissant une relation entre des niveaux de gris de l'image médicale originale et des densités optiques à atteindre de ladite gamme dynamique à atteindre pour une image médicale désirée en sortie associée à l'image médicale originale.

20 17. Système selon la revendication 16, dans lequel ledit modèle niveau de gris-densité optique est basé sur des caractéristiques de film d'un type de film désiré.

25 18. Système selon la revendication 16, dans lequel ledit modèle niveau de gris-densité optique est basé sur N densités optiques choisies pour une structure anatomique choisie.

30 19. Système selon la revendication 16, dans lequel le modèle niveau de gris-densité optique est basé sur une gamme dynamique mesurée d'une image médicale originale.

20. Système selon la revendication 14, comprenant en outre:

un module calculant un modèle reliant ladite gamme dynamique de ladite image médicale originale à ladite gamme dynamique à atteindre en se basant sur des densités optiques choisies par l'utilisateur et des densités optiques mesurées pour une structure anatomique.

21. Système selon la revendication 14, comprenant en outre:

une table de consultation mémorisant une courbe de sensitométrie caractérisant une relation entre niveau de gris et densité optique, ladite relation de ladite carte de présentation étant basée sur ladite table de consultation.

22. Système selon la revendication 14, comprenant en outre:

une mémoire mémorisant des caractéristiques de film pour plusieurs types de film, ladite relation de ladite carte de présentation étant basée sur des caractéristiques de film mémorisées pour l'un desdits différents types de film.

23. Système selon la revendication 14, comprenant en outre:

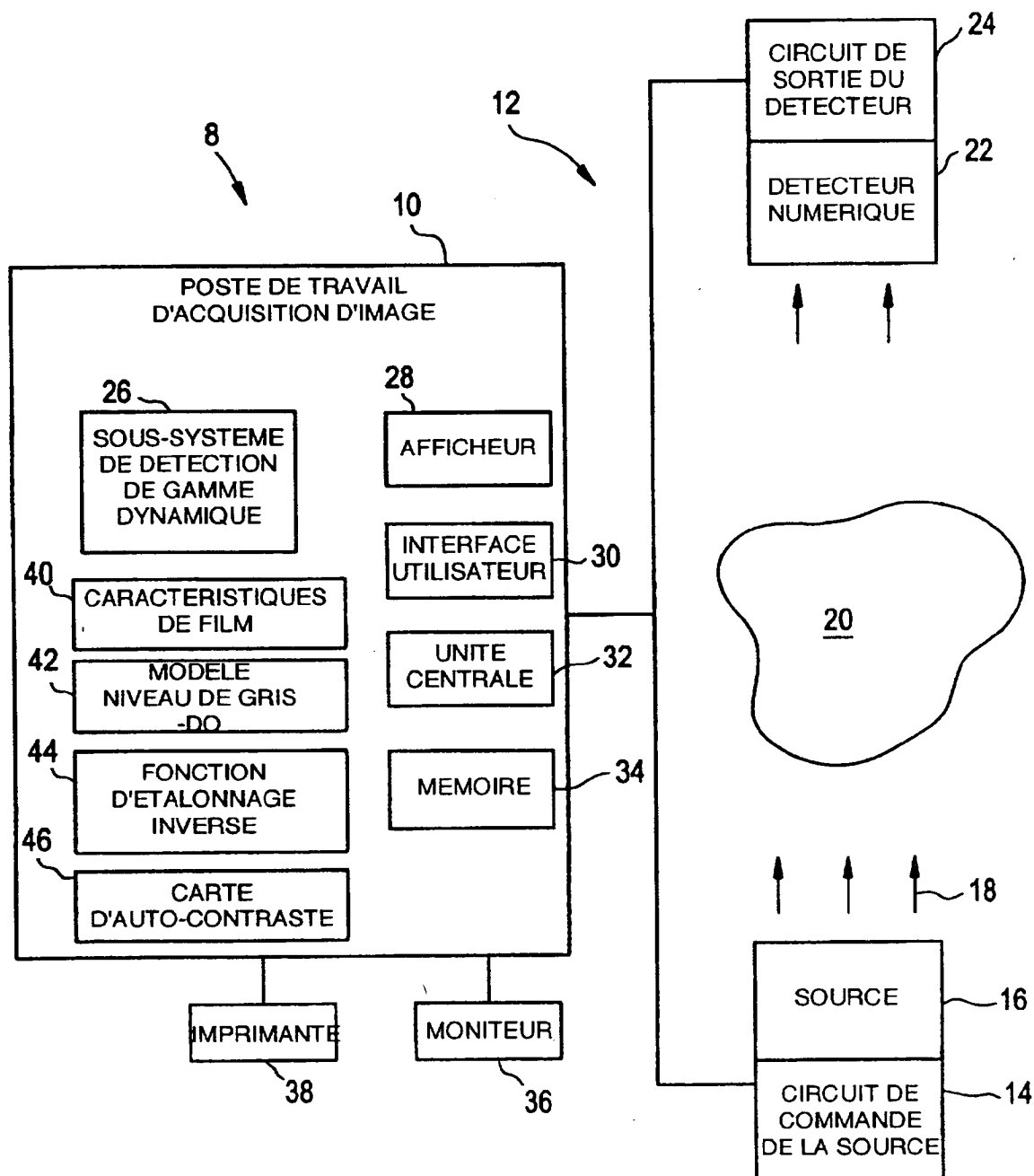
une entrée pour obtenir des valeurs maximale et minimale de densité optique pour un type de film, ladite relation de ladite carte de présentation étant basée sur lesdites valeurs maximale et minimale de densité optique.

24. Système selon la revendication 14, dans lequel ladite unité centrale obtient une fonction de présentation en niveaux de gris normalisée étalonnant des niveaux de gris de ladite image présentée par un dispositif de sortie, ladite relation de ladite carte de présentation étant basée sur ladite fonction de présentation en niveaux de gris normalisée.

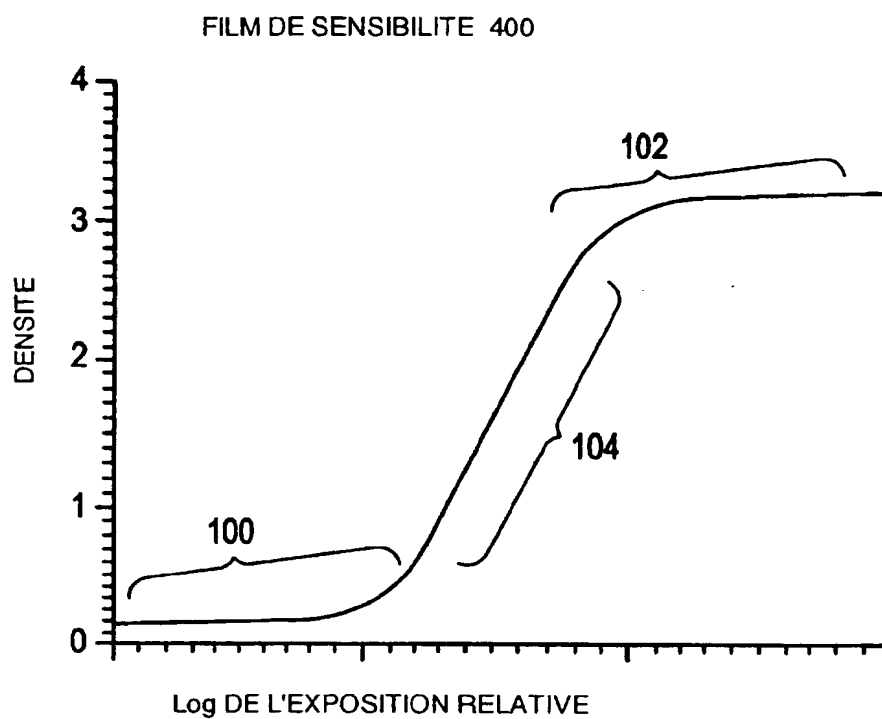
25. Système selon la revendication 24, dans lequel ladite unité centrale calcule l'inverse de ladite fonction de présentation en niveaux de gris normalisée, ladite relation de ladite carte de présentation étant basée sur ladite inverse de ladite fonction de présentation en niveaux de gris normalisée.

26. Système selon la revendication 24, dans lequel ladite carte de présentation est mémorisée dans une table de consultation.

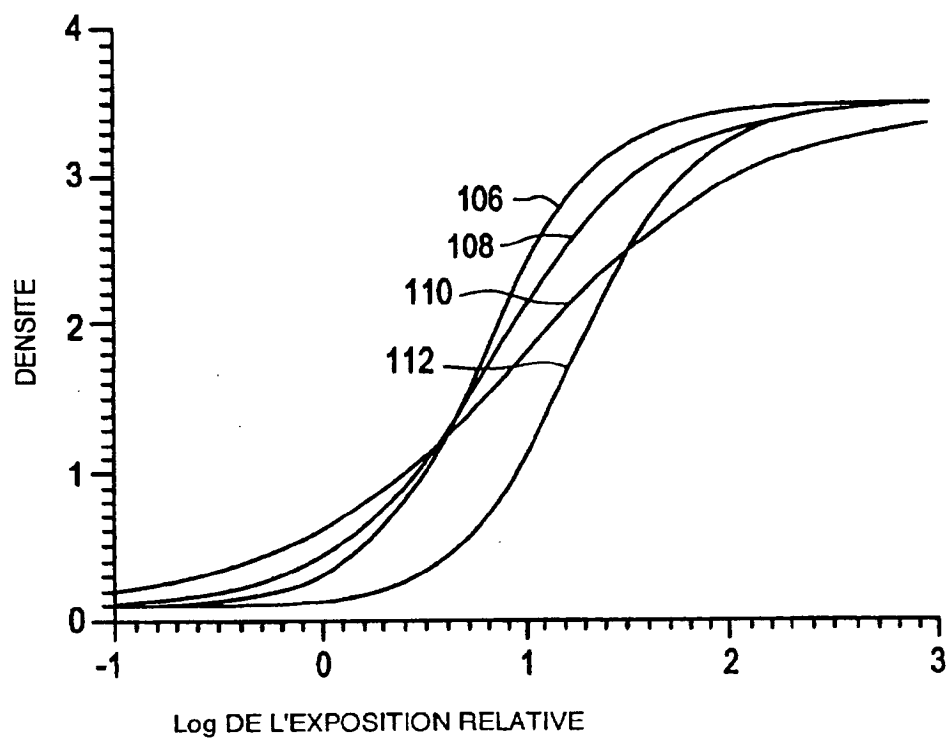
1/10

FIG.1

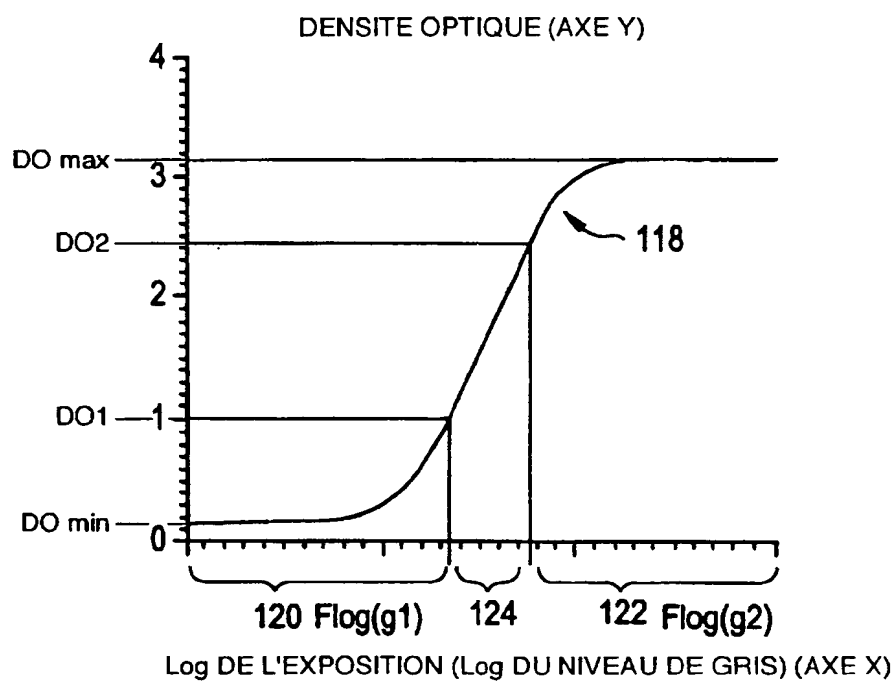
2/10

FIG.2

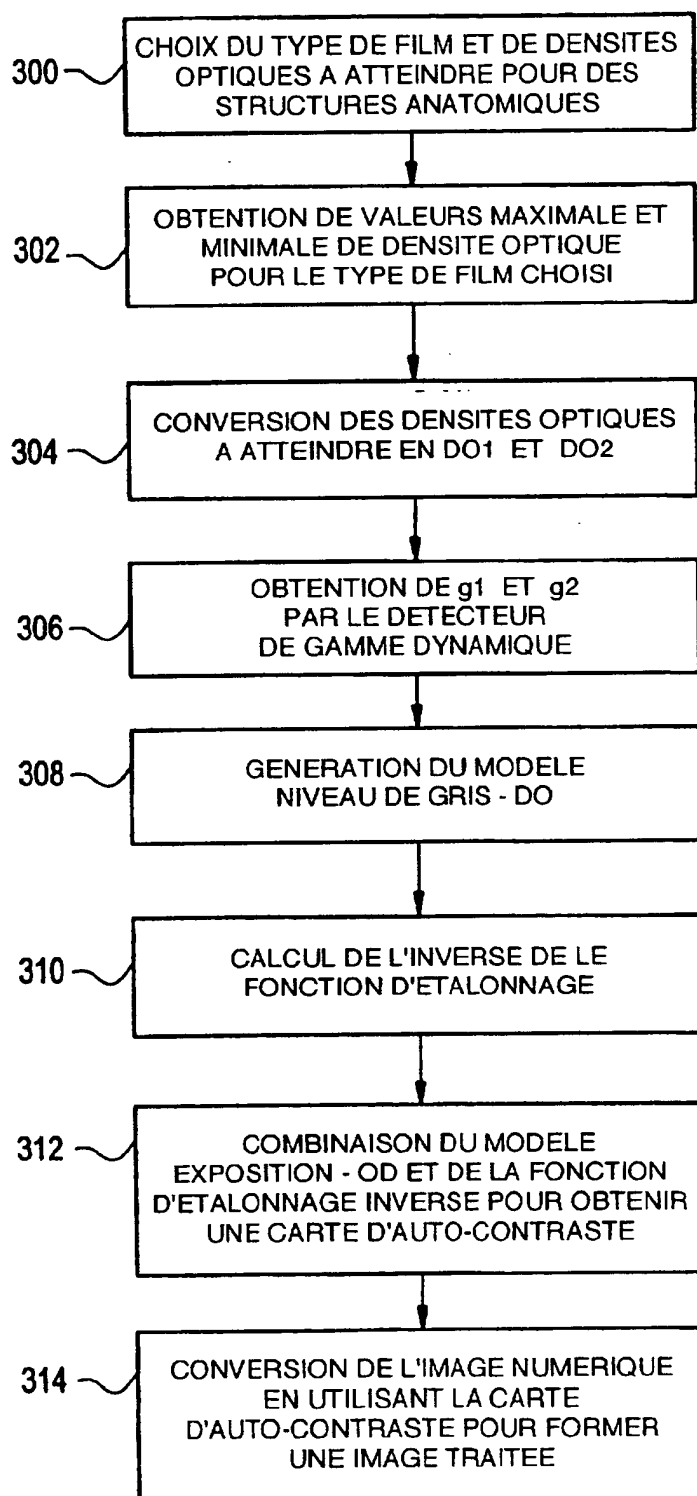
3/10

FIG.3

4/10

FIG.4

5/10

FIG.5

6/10

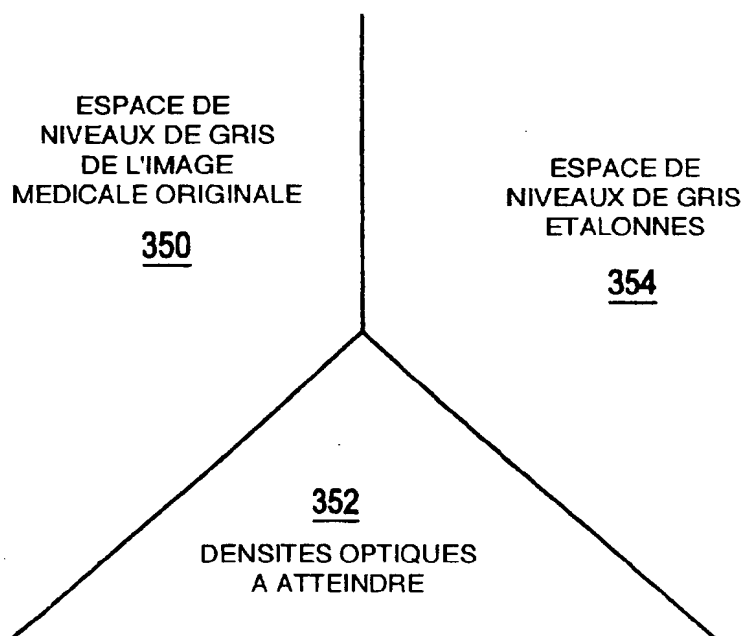
FIG.6

FIG.7A

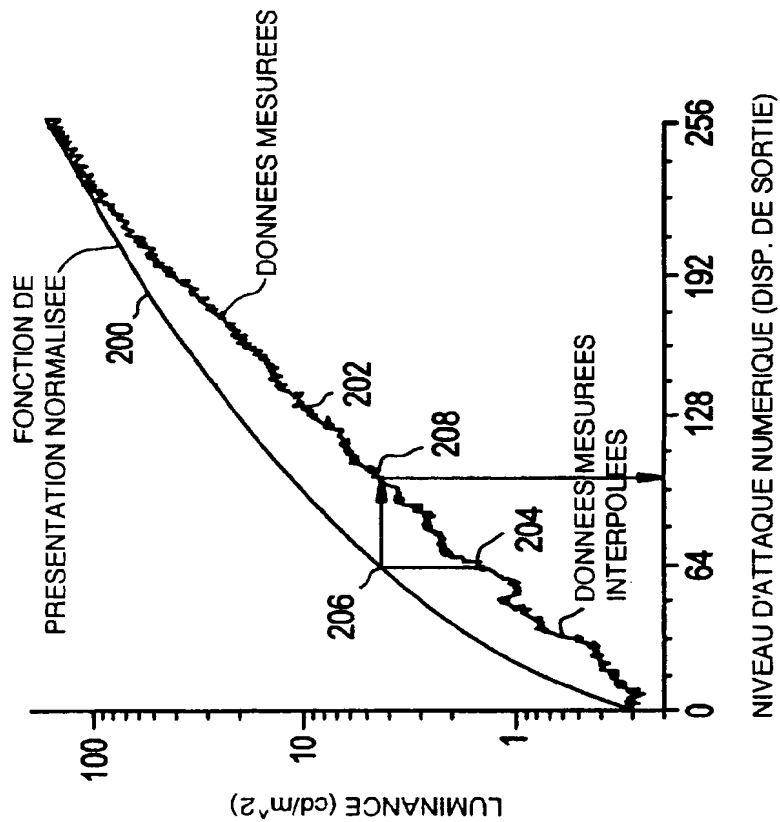
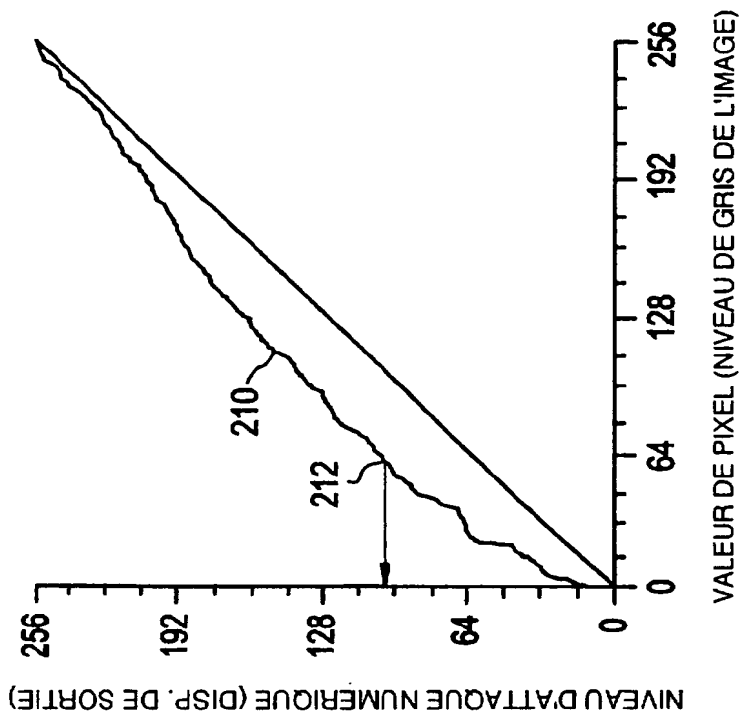


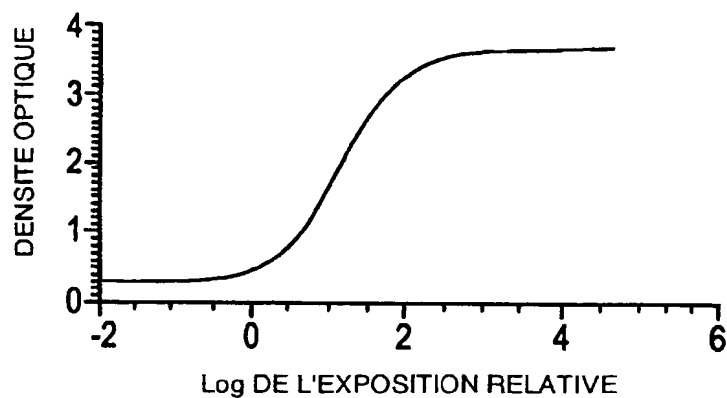
FIG.7B



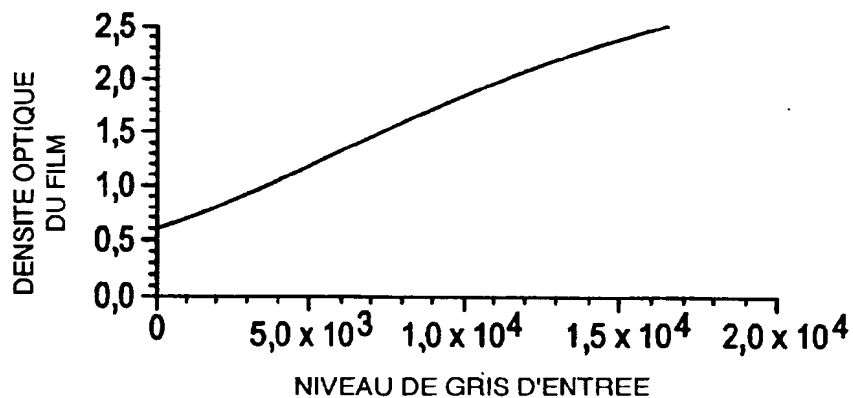
8/10

FIG.8A

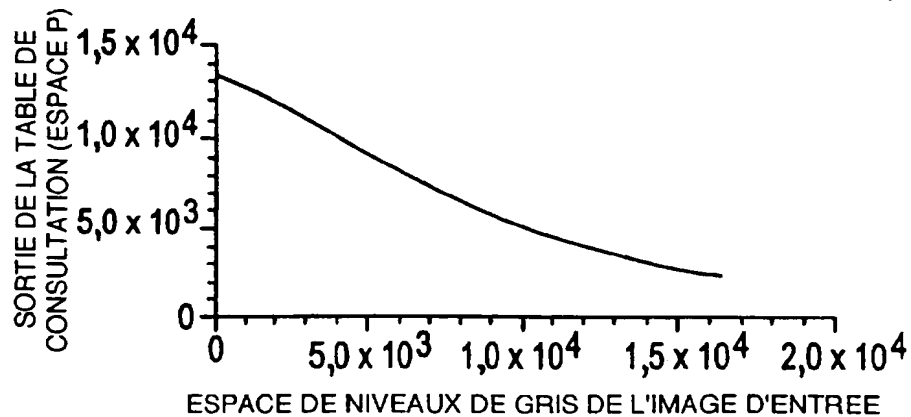
COURBE CARACTERISTIQUE DE INCONNU A ATTEINDRE (Log)

FIG.8B

COURBE CARACTERISTIQUE D'UN FILM ANALOGIQUE A ATTEINDRE

FIG.8C

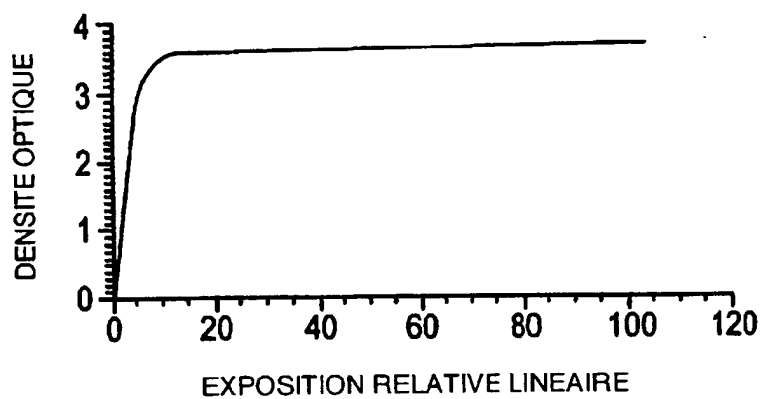
SORTIE FINALE DE LA TABLE DE CONSULTATION GRIS → ESPACE P



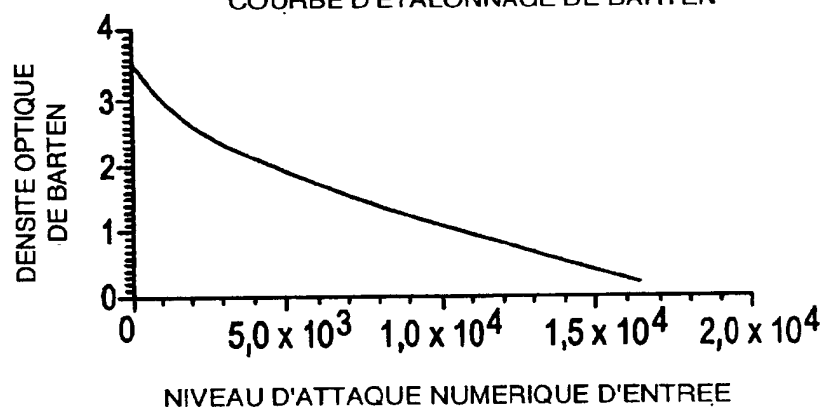
9/10

FIG.8D

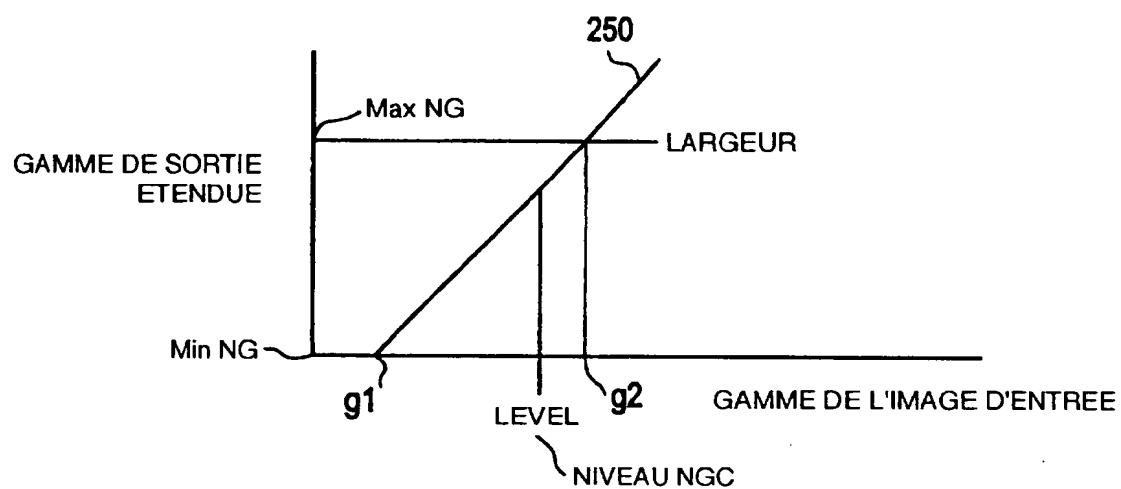
COURBE CARACTERISTIQUE DE INCONNU A ATTEINDRE (LINEAIRE)

FIG.8E

COURBE D'ETALONNAGE DE BARTEN



10/10

FIG.9

THIS PAGE BLANK (USPTO)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)